



# UNIVERSITÀ DI PISA

Dipartimento di Patologia Chirurgica, Medica, Molecolare e dell'Area Critica

Corso di Laurea Magistrale in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Mario Gabriele

## **TESI DI LAUREA:**

**Grado di conversione di differenti tipi di compositi bulkfill con  
differenti tipi di lampade da polimerizzazione a confronto**

**RELATORE:**

**Prof. Antonio BARONE**

**CANDIDATO:**

**Youngmin Park**

Anno Accademico 2015/2016

# **Grado di conversione di differenti tipi di compositi bulkfill con differenti tipi di lampade da polimerizzazione a confronto**

## **SOMMARIO**

---

### **1. Introduzione**

### **2. Compositi diretti**

2.1 Storia dei compositi

2.2 Sistema di adesione

2.3 Composizione dei compositi

2.4 Composito bulk fill

### **3. La fotopolimerizzazione in odontoiatria**

3.1 La fotopolimerizzazione in odontoiatria

3.2 Tipi di lampada da polimerizzazione

3.3 Led monowave and polywave

## **4. Grado di conversione**

4.1 Il grado di conversione nei compositi

4.2 Fattori che influenzano il grado di conversione

4.3 Misurazione del grado di conversione analisi di laboratorio (FTIR SPECTROMETER)

4.4 Grado di conversione e proprietà meccanica del composito

4.5 Grado di conversione e tossicità.

## **5. Studio sperimentale**

5.1 obiettivo

5.2 Materiali e metodi

5.3 Analisi statistica

5.4 Risultati

5.5 Conclusione

## **6. Bibliografia**

## **Introduzione**

Uno dei principali problemi connessi con i compositi fotopolimerizzabili è la limitazione della profondità di polimerizzazione del composito e la possibilità di insufficiente conversione dei monomeri in profondità (1). Fin dal momento dell'introduzione dei compositi, il loro grado di conversione è stato riconosciuto come fattore fondamentale per il successo clinico di questi materiali (2). I compositi polimerizzano solo fino ad una certa profondità. Ciò dipende dalla penetrazione della luce visibile attraverso la massa del materiale composito. (3)

È stato dimostrato che la polimerizzazione insufficiente dei materiali compositi può portare ad una diminuzione delle proprietà meccaniche, fisiche (4) e biologiche (5) dei compositi. Quando la cavità è grande, è consigliato utilizzare una tecnica di polimerizzazione con stratificazione incrementale del materiale composito con incrementi di spessore di circa 2 mm. Questa tecnica è utilizzata per evitare la limitazione della profondità della polimerizzazione e per ridurre l'effetto della contrazione. L'insufficiente polimerizzazione può provocare: la degradazione del composito resinoso, una compromissione delle proprietà fisiche (6) e l'eluizione, ovvero reazioni biologiche avverse a causa della liberazione dei componenti monomerici del composito (7). Ci sono vari svantaggi associati con tecniche incrementali come: incorporazione di spazi vuoti, contaminazione tra gli strati dei compositi, fallimento del legame tra gli strati, difficoltà nel posizionamento del composito dovuta ad accesso limitato in piccole cavità e un tempo



di trattamento prolungato per il posizionamento di strati e la loro polimerizzazione (8).

Per superare questi limiti sono stati introdotti compositi "Bulk-fill". I compositi bulk-fill sono caratterizzati da una maggiore profondità di indurimento e da ridotte proprietà di contrazione da polimerizzazione. Grazie a queste proprietà, i compositi bulk-fill possono essere posizionati in masse incrementali fino a 4 mm di spessore. Essi hanno mostrato una ridotta deflessione cuspidale rispetto a un composito di resina convenzionale riempito con una tecnica di stratificazione incrementale obliqua (9). Inoltre, nel test di integrità marginale, i compositi bulk-fill hanno ottenuto un buon risultato (10). Lo scopo di questo studio è duplice: valutare se i compositi bulk-fill hanno un adeguato grado di polimerizzazione e confrontare i diversi compositi bulk-fill, in termini di DC, utilizzando due tipi diversi di lampade da polimerizzazione.

## **2. Compositi diretti**

### **2.1 Breve panoramica storica dei compositi**

L'introduzione dei compositi dentali in odontoiatria risale agli anni Sessanta (11) e la loro evoluzione è strettamente legata a quella degli adesivi smaltodentinali. I compositi sono costituiti almeno da due diversi materiali. Nella maggior parte dei casi si tratta di riempitivi inorganici o organici inseriti in una matrice organica. Il primo passo nello sviluppo dei materiali compositi si deve a Bowen, quando nel 1962 realizzò la sintesi del monomero Bis-GMA riempito con quarzo finemente macinato (11). A quel tempo esistevano esclusivamente materiali resinosi bicomponenti, polimerizzabili solo chimicamente. Con introduzione della fotopolimerizzazione vennero introdotti i primi sistemi di polimerizzazione a raggi UV (12) e alla fine degli anni Settanta venne pubblicato il primo report di un materiale da restauro dentale polimerizzabile con componente blu della luce. (13) I compositi dentali furono inizialmente utilizzati esclusivamente nel settore anteriore, dove i restauri in amalgama risultavano inestetici per il suo colore. L'impiego dei compositi diretti nel restauro di cavità estese nei settori posteriori fu inizialmente limitato, per le sue scarse proprietà meccaniche. Esso aveva elevati valori di abrasione e di contrazione da polimerizzazione. A partire dagli anni Novanta i compositi cominciano di sostituire amalgame come materiale da restauro universale, aprendo così la strada a un'odontoiatria mini invasiva. Diversamente dai restauri in amalgama infatti, non era più necessario realizzare una preparazione ritentiva

estesa. Con i compositi, l'estensione della cavità per la preparazione della cavità corrispondeva esattamente uguale alla grandezza del tessuto demineralizzato da rimuovere. Questo nuovo sviluppo dell'odontoiatria restaurativa fu però possibile solo grazie al contemporaneo sviluppo di adesivi smalto-dentinali clinicamente affidabili e grazie all'incessante lavoro di perfezionamento e ottimizzazione delle loro proprietà fisiche, estetiche e di lavorabilità, promosso dalle aziende dentali.

## 2.2 Sistema di adesione

In fisica l'adesione è l'insieme dei fenomeni fisico-chimici che si producono nell'attrazione molecolare tra due materiali di natura differente posti a contatto.

–Wikipedia–

Gli adesivi smalto-dentinali costituiscono l'interfaccia fra dente e resine composite, con la funzione di rendere stabile il legame tra un materiale idrofobico, il composito, ed un tessuto con struttura eterogenea, umido e vitale. Il successo delle resine composite è dovuto alla loro proprietà di aderire ai tessuti mineralizzati del dente grazie all'impiego di adesivi smalto-dentinali (14,15). Le procedure cliniche per l'ottenimento di una adesione devono essere considerate come un momento fondamentale e importante per la realizzazione di un restauro. L'adesione smalto-dentinale, infatti, oltre a conferire ritenzione e stabilità del restauro, è in grado di contrastare gli stress prodotti dalla contrazione da polimerizzazione e di promuovere l'adattamento e il sigillo marginale. Quest'ultimo aspetto risulta fondamentale per ridurre al minimo fessure marginali e microinfiltrazioni consentendo di diminuire l'incidenza della carie secondaria. È sempre opportuno sottolineare la valenza dell'isolamento del campo operativo mediante diga di gomma prima di qualsiasi procedura adesiva. Risulta, infatti, evidente dalla letteratura che la contaminazione delle superfici dentali, da trattare con dei materiali adesivi, da parte di liquidi biologici, quali saliva, sangue o fluidi crevicolari è in grado di influenzare

negativamente la qualità del legame adesivo e, di conseguenza, la durata nel tempo dello stesso (16,17,18).

### **Composizione base dei moderni adesivi**

La composizione di base dei moderni sistemi adesivi prevede sempre la presenza di tre elementi fondamentali (19,20,21):

Etching: un condizionatore acido mordenzante che ha la funzione di demineralizzare la superficie rimuovendo idrossiapatite, incrementando l'energia libera di superficie.

Primer: un promotore dell'adesione allo scopo di aumentare la bagnabilità dell'adesivo sul substrato.

Bonding: un agente legante (resina fluida o bonding) per infiltrare il substrato ed effettivamente creare il legame tra tessuto dentale e il composito.

**Gli adesivi smalto dentinali possono essere classificati in base a diversi criteri.**

**- Azione sul substrato**

**-Numero di passaggi clinici e prodotti utilizzati**

**-Tipo di solvente del adesivo**

### **Azione sul substrato**

Quando si parla di substrato dentale è opportuno ricordare la presenza sullo stesso del fango dentinale o smear layer, consistente in uno strato amorfo con spessore 1 – 5 micron formato da detriti organici e inorganici denaturati, contaminanti e batteri che si deposita sulla superficie dentale dopo utilizzo di strumenti manuali e/o rotanti (22). È importante ricordare che lo smear layer è presente sia sullo smalto che sulla dentina.

Possiamo quindi distinguere in (23):

**Sistemi che rimuovono lo smear-layer (etch and rines)**

**Sistemi che dissolvono lo smear-layer (Sistemi adesivi self-etch o etch-and-dry)**

## **Sistemi che rimuovono lo smear-layer**

### **Etch-and-rinse technique**

La etch-and-rinse technique prevede una mordenzatura totale (24), ovvero di smalto e dentina contemporaneamente, con acido forte (generalmente acido ortofosforico al 35-37% ed un risciacquo abbondante successivo per la rimozione completa dell'acido dalla superficie dentale. La funzione dell'acido è:

1) sullo smalto di rimuovere un sottile strato di smear layer (i prodotti di degradazione prodotti dal taglio della fresa durante la strumentazione manuale o rotante), ed esporre irregolarità di superficie evidenziando i caratteristici prismi dello smalto;

2) sulla dentina di rimuovere lo smear layer e gli smear plugs (tappi di detriti che occludono gli orifizi dei tubuli dentinali), demineralizzare la superficie della dentina svasando l'imbocco dei tubuli ed esponendo le fibrille collagene della dentina intertubulare

Rientrano in questo gruppo due categorie di sistemi adesivi:

- 2 step: etch, primer & bonding
- 3 step: etching, primer, bonding

a seconda se primer e bonding siano mantenuti distinti o combinati assieme. Parte comune alle due classi di sistemi adesivi risulta invece la fase di mordenzatura.

## Mordenzatura dello smalto

La tecnica della mordenzatura dello smalto risale alla metà degli anni '50 con gli studi di Buonocore ed è tuttora utilizzata con successo (25).

L'uso dell'acido ortofosforico determina la formazione di un complesso tridimensionale sulla superficie dello smalto con rilevante aumento dell'area di adesione disponibile e dell'energia libera di superficie con conseguente incremento della bagnabilità e capacità di adesione (25). I tempi consigliati sono compresi tra 15 e 60 secondi, mentre secondo altri autori il tempo ideale sarebbe di 30 – 45 secondi. (26,27). L'acido ortofosforico viene consigliato in concentrazioni dal 30% al 40%.

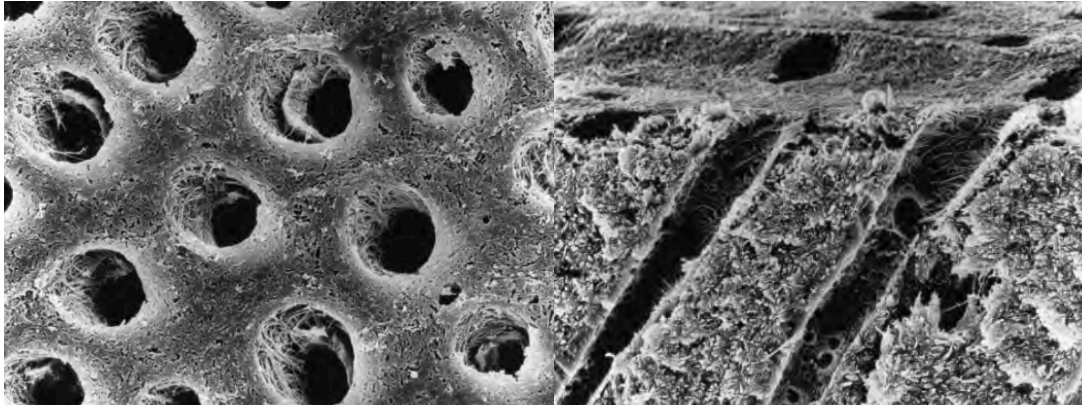
## Mordenzatura della dentina

L'azione di un mordenzante acido, seguito da risciacquo abbondante sulla superficie della dentina, rimuove completamente o dissolve in parte il fango dentinale (smear layer) (28).

Negli adesivi etch-and-rinse, l'applicazione dell'acido ortofosforico, oltre ad eliminare e dissolvere lo smear layer, demineralizza la superficie dentinale per uno spessore di 3-5 micron rimuovendo la componente inorganica della dentina. Esponendo, a livello della dentina intertubulare e peritubulare, la trama di fibre collagene. Esposizione di queste fibre è fondamentale per l'ancoraggio micromeccanico dell'adesivo. Vista l'importanza del processo di impregnazione, da parte della resina sulle fibre collagene, nel determinare il legame adesivo e la sua stabilità nel tempo, è fondamentale mantenerne l'integrità,

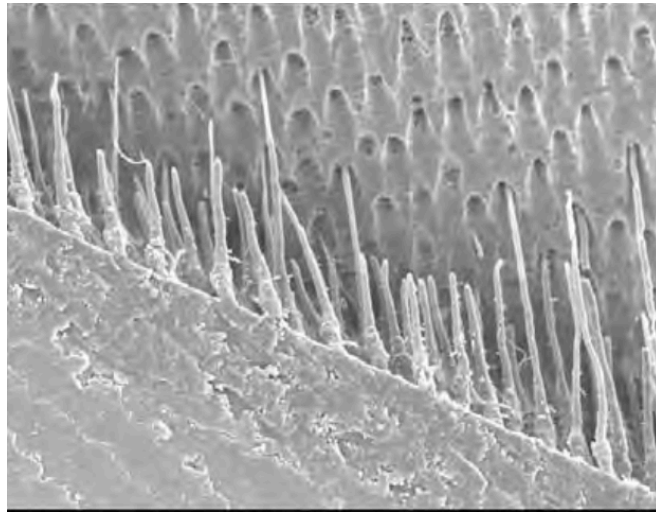


evitandone il collasso con un'eccessiva asciugatura della cavità mordenzata. Vari studi hanno dimostrato che maggiore è lo spazio interfibrillare e maggiore è la forza di adesione (22).



*Figura 1. Mordenzatura con acido ortofosforico della dentina: apertura dei tubuli ed esposizione della trama di fibre collagene. (Accademia italiana di conservativa)*

L'infiltrazione dell'adesivo all'interno delle fibre collagene esposte determina la formazione dello "strato ibrido" (zona di dentina infiltrata con resina) (28). La resina adesiva Idealmente dovrebbe essere in grado di impregnare completamente l'intera zona demineralizzata. In caso di impregnazione non completa lo stato ibrido sarà parzialmente poroso (strato detto "ibridoide").



*Figura2. strato ibrido e resin tags creati da PermaQuick (Ultradent)*

Numerosi studi hanno valutato l'effetto mordenzante di differenti tipi di acidi e dei relativi tempi di applicazione. L'acido maggiormente utilizzato è l'acido ortofosforico in gel al 35-37% impiegato per circa 15 secondi. Molti studi dimostrano che i tempi di moredenzatura prolungati non contribuiscono a migliorare la forza di adesione, bensì determinano uno strato ibrido instabile; infatti, ad una aumentata demineralizzazione, non corrisponde un'altrettanto adeguata impregnazione delle fibrille collagene (29,30).

La fase di risciacquo è di estrema importanza al fine di rimuovere completamente tutto il gel mordenzante al fine di non lasciare residui di silice (agente aggregante che permetta la formulazione in gel) sulla superficie della dentina. Residui del gel mordenzante possono inficiare una corretta adesione. Infine la fase di asciugatura (che non deve essere mai eccessiva) della superficie dentinale deve precedere sempre l'applicazione di primer e bonding (in unica soluzione o in step separati).

### **Sistemi adesivi self-etch o etch-and-dry sistemi che dissolvono lo smear-layer**

Sono sistemi caratterizzati da un mordenzante (agente etching) che incorpora il primer (diventando quindi un self-etching/primer, self-etch 2-step) o che unisce insieme i tre componenti in un unico prodotto (self-etch 1-step). Pertanto tali sistemi non debbono essere risciacquati durante o dopo la loro applicazione.

A questo gruppo appartengono due sistemi:

- 1) self-etch 2-step: detti anche sistemi self-etching/primer caratterizzati dall'associazione di etching&primer, seguiti dal bonding.
- 2) self-etch 1-step: Monocomponente 1 passaggio, caratterizzato da una soluzione che contiene tutti gli ingredienti.

A seconda dell'acidità (deboli, intermedi, aggressivi) dissolvono il fango dentinale ma, generalmente, non lo asportano completamente (29).

Il vantaggio di questi sistemi adesivi è la semplificazione della procedura clinica, riducendo il tempo di lavoro e minimizzando l'influenza dell'operatore. Inoltre, secondo altri studi, queste categorie di adesivi possono ridurre la sensibilità post-operatoria.

Lo svantaggio principale risiede nell'adesione allo smalto, non così efficace e affidabile come quella ottenibile con i sistemi che utilizzano l'acido ortofosforico separatamente.

A livello dello smalto i sistemi self etch producono modificazioni differenti a seconda del loro pH (20):

-Se il pH è maggiore di 4: nessuna o scarsa modificazione dello smalto

-Se il pH è compreso fra 2 e 4: pattern misto di zone mordenzate e zone non mordenzate

-Se il pH è inferiore a 2: il pattern di superficie ha caratteristiche morfologiche analoghe a quello generato dall'acido ortofosforico.

Il fatto però che i sistemi adesivi self-etch con pH inferiore a 2 siano in grado di determinare un pattern di demineralizzazione dello smalto simile a quello creato dall'acido ortofosforico, non dimostra però che l'efficacia clinica, su questo substrato, sia paragonabile a quella della tecnica etch-and-rinse. Numerosi studi clinici hanno infatti evidenziato che l'uso dell'acido ortofosforico al 35% è da preferirsi per quanto riguarda l'adesione allo smalto non strumentato. Il consiglio clinico per superare tale inconveniente risulta essere quello di procedere ad una mordenzatura selettiva del solo smalto con acido ortofosforico al 35% (con per la tecnica etch-and-rinse) e successivamente applicare il sistema adesivo sullo smalto pre-mordenzato e sulla dentina non mordenzata oppure mordenzata per un tempo minore. Bisogna ricordare che, mentre i sistemi adesivi etch-and-rinse sono caratterizzati da una adesione alla dentina di natura esclusivamente micromeccanica, i sistemi self-etch two-step hanno una componente adesiva addizionale, di natura chimica, dovuta ad un legame tra l'idrossiapatite residua

sulle fibrille collagene e specifici monomeri funzionali presenti nelle miscele adesive.

Tale adesione chimica sembra avere un ruolo cruciale nella stabilità del legame adesivo nel tempo (29,31,32).

### **Numero di passaggi clinici e prodotti utilizzati**

La classificazione più nota e utilizzata si basa sul numero di passaggi clinici o step di applicazioni (19):

1. 3-step-3 passaggi classici separati e distinti: etching/primer/bonding.
2. 2-step-2 passaggi, che possono essere ottenuti mediante combinazione del primer con il bonding o dell'etching con il primer:
  - a. Etching/Primer&bonding
  - b. Etching&Primer/bonding
3. 1-step monocomponente, che unisce le tre soluzioni in un'unica applicazione clinica.

## RIASSUMENDO



Figura3. Passaggi possibili delle tecniche adesive (Accademia italiana di conservativa).

## **Tipo di solvente**

Per quanto riguarda le caratteristiche del solvente possiamo distinguere adesivi a base acquosa, alcolica e acetonica (33). Tale distinzione, comporta importanti ripercussioni cliniche soprattutto durante la fase di asciugatura della cavità (33).

I problemi relativi al trattamento della dentina dopo il lavaggio del mordenzante riguardano soprattutto le difficoltà del controllo clinico del grado di umidità dentinale; come e quanto asciugare la cavità. L'eccessiva asciugatura può causare il collasso delle fibre collagene, interferendo sull'adesione. Mentre, l'insufficiente asciugatura può diminuire l'adesione riducendo la bagnabilità del substrato dentale. Una diversificazione sul tipo di asciugatura della cavità può essere correlata alle tipologie di solvente contenuto nell'adesivo (vedasi la classificazione degli adesivi in base al tipo di solvente):

1. Adesivi con base acetonica: in cui la presenza del solvente acetone comporta una serie di conseguenze:

- Abbassa la viscosità della soluzione e quindi facilita la penetrazione del bonding nella dentina demineralizzata ricca di collagene.
- Riduce la tensione superficiale dell'acqua e presenta quindi un effetto water chasing.
- Aumenta la pressione di vapore dell'acqua dando inizio alla rimozione di acqua dalla superficie colla genica.

Il solvente acetonicò quindi permette una forte evaporazione dell'acqua presente sulla superficie dentinale (33). L'applicazione di tali sistemi consente di lasciare la dentina estremamente umida, ovvero ricoperta da un film di acqua ben visibile a occhio nudo prima di applicare 2/6 strati di acetone/adesivo (Wet Bonding) (34). E' quindi necessaria un'applicazione multipla per favorire la sostituzione dell'acqua con l'acetone, veicolo molto piú volatile.

2. Adesivi base acquosa: prevedono per contro dentina meno umida, piú asciutta (Dry Bonding). L'acqua contenuta nel sistema adesivo sarebbe in grado di reidratare la cavità. Appartengono a questo gruppo i sistemi a tre passaggi con mordenzatura totale che possiedono in generale primer acquosi e che permettono invece di asciugare senza eccessive preoccupazioni la dentina e lo smalto, dopo il lavaggio che segue la mordenzatura. Clinicamente si valuta l'opacità della dentina e l'aspetto gessoso dello smalto mordenzato. Tuttavia, dopo aver applicato il primer (su base acquosa), si rende necessario asciugare la dentina resa umida dal primer. Anche qui, comunque, la dentina va lasciata lucida, riflettente e quindi umida. Come la dentina, anche lo smalto deve essere di aspetto lucido e non gessoso, come invece è lo smalto comunemente mordenzato.

3. Sistemi adesivi a base alcolica: anche in questo caso il solvente alcolico volatile permette una rapida evaporazione (comunque inferiore rispetto a quanto avviene con l'acetone). Prevedono un'asciugatura intermedia, dentina umida e lucente.



E' opportuno sottolineare come, clinicamente, sia difficile valutare correttamente e ottenere un grado adeguato di umidità dentinale. Alcuni autori si sono interessati al problema dell'asciugatura dentinale e sono state proposte varie tecniche tra le quali:  
(34,35)

- Aria della siringa (per alcuni secondi) fornirebbe peggiori risultati in termine di asciugatura;
- Carta assorbente (coni di carta endodontici)
- Pennellini sintetici;
- Cotoncini;
- Spugnette assorbenti.

## **2.3 composizione dei compositi**

Il composito è costituito principalmente da:(36,37)

**-Matrice resinosa**

**-Riempitivo inorganico**

**-Agente accoppiante (silano)**

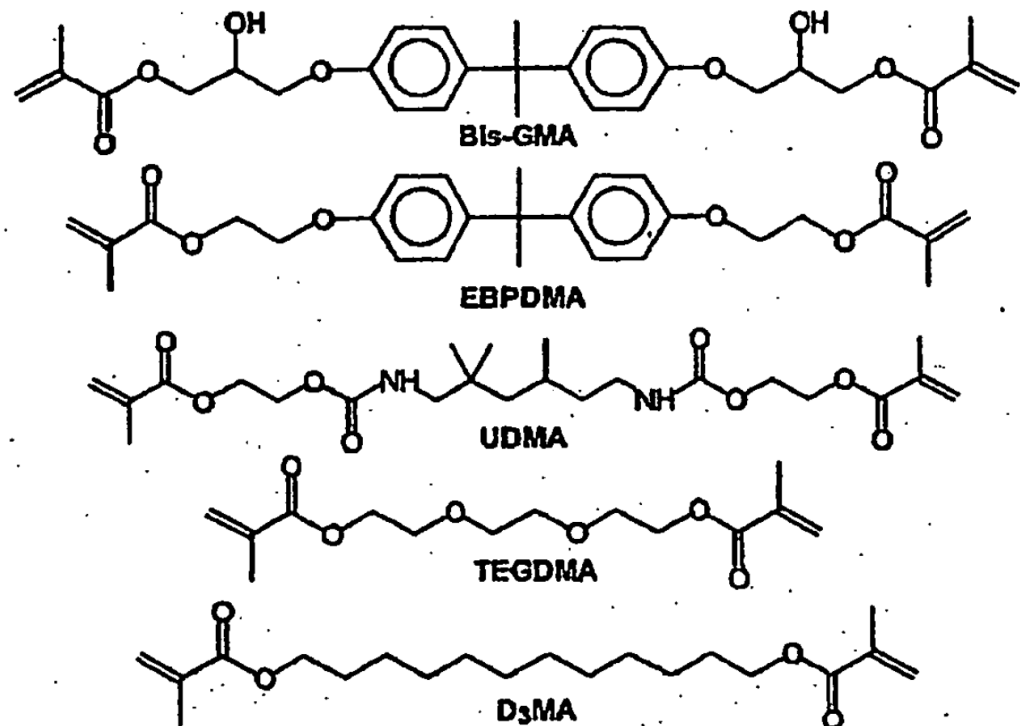
**-Attivatore**

**-Fotoinibitore**

### **Matrice resinosa**

È la componente chimicamente attiva del composito, è inizialmente sotto forma di monomero fluido, e viene poi convertita in polimero rigido (polimerizzazione). La matrice è la fase a cui vengono aggiunti altre componenti. La maggior parte delle matrici dei compositi si basano sulla bis-GMA elaborate da Bowen del National Institute Of Standards And Technology nel 1962. Il bis-GMA si forma dalla reazione di Bisfenolo-A con due molecole di glicidil-metacrilato. Alcuni compositi usano UDMA invece di bis-GMA mentre molti, oggi giorno, usano spesso una combinazione dei due materiali. Negli ultimi anni, dei produttori hanno aggiunto una dose di TEG-DMA, una resina a bassa

viscosità usata come diluente. La formulazione di un materiale che usa bis-GMA può influire sulle proprietà di modellazione e promette di diminuire la contrazione volumetrica.



*Figura4. Tipi di monomeri dei compositi*

### **Riempitivo inorganico**

Il riempitivo inorganico è la parte inorganica del composito, è formato da piccolissime particelle minerali. Le particelle riempitive possono essere di vari tipi o in loro combinazione. I materiali utilizzati per riempitivi sono vetro (come il vetro di bario o borosilicato), ossido di zirconio, ossido di alluminio, o biossido di silicio, che vengono aggiunti alla matrice per migliorarne le proprietà fisiche e meccaniche. Il riempitivo migliora la traslucenza; riduce il coefficiente di dilatazione termica; riduce la contrazione

di polimerizzazione del composito; rende il materiale più duro, e più resistente all'usura. Generalmente, più grande è la percentuale di riempitivo aggiunto (in volume o in peso), migliori sono le proprietà meccaniche del composito. Tuttavia, la percentuale del composito ha un limite superiore oltre il quale il materiale diventa troppo viscoso per poter essere usato clinicamente.

### **La classificazione dei compositi sulla base strutturale:**

Microriempiti: particelle di dimensioni nanometriche (0,02 – 0,07  $\mu\text{m}$ ) sono facili da lucidare, esteticamente molto validi, ma privi di valori di resistenza meccanica.

Macroriempiti: particelle oltre 1  $\mu\text{m}$ , sono difficili da lucidare, esteticamente poveri, con valori di resistenza meccanica molto elevati.

Ibridi: micro e macro particelle, raccolgono una parte delle caratteristiche delle due categorie precedenti, ma diventano difficili da lavorare (molto appiccicosi).

Microibridi: particelle di differenti dimensioni, ma sempre al disotto di 1  $\mu\text{m}$ , da più di 10 anni considerati il miglior compromesso, offrono oggi un'estetica ottimale in ogni punto del cavo orale grazie anche ai buoni valori di resistenza meccanica.

Nanoriempiti: sono i riempitivi più nuovi con particelle di dimensioni nanometriche (10nm) in parte raccolte in complessi prepolymerizzati e reintrodotti nella massa.

Questi compositi promettono una miglior maneggevolezza, un'ottima estetica, ottime caratteristiche fisiche, una riduzione di contrazione da polimerizzazione.

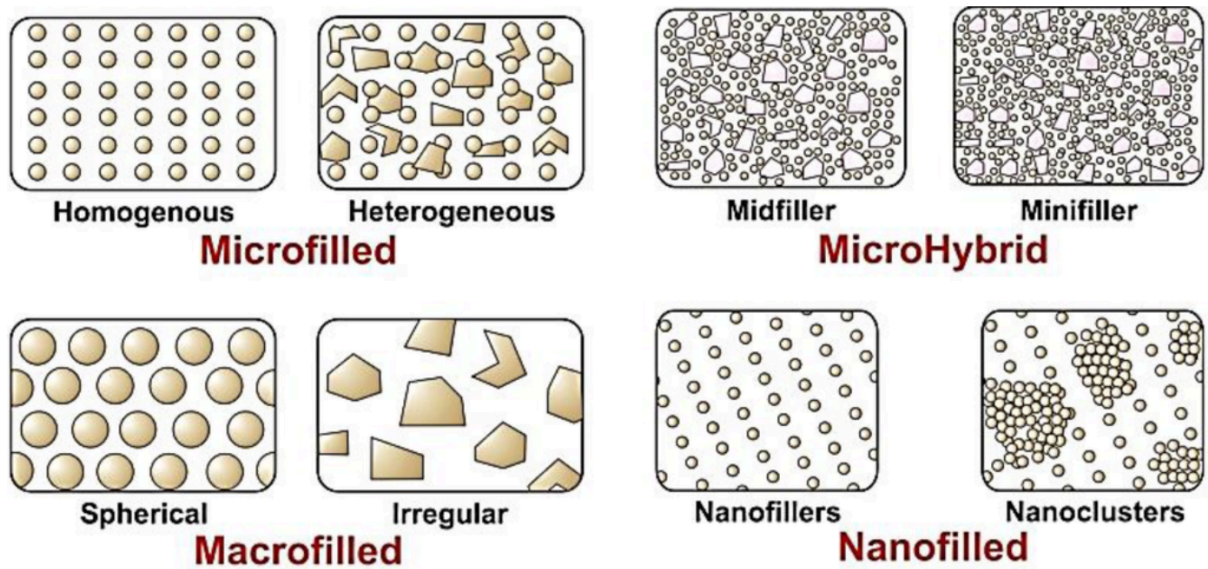
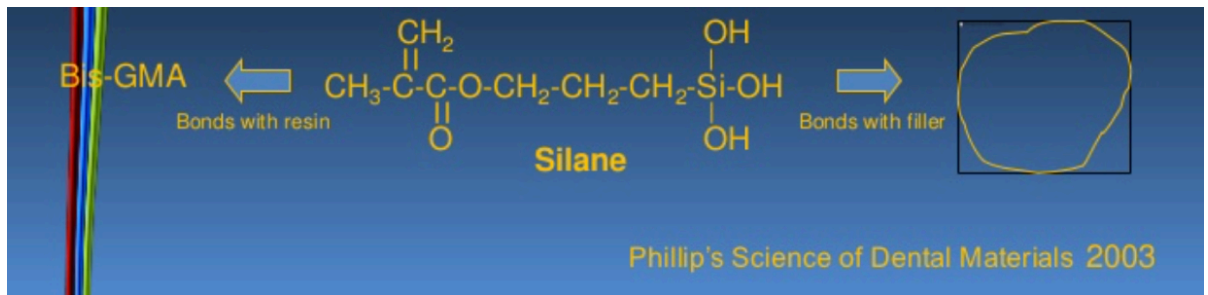


Figura5. Vari tipi di riempitivi utilizzabili.

### Agente accoppiante

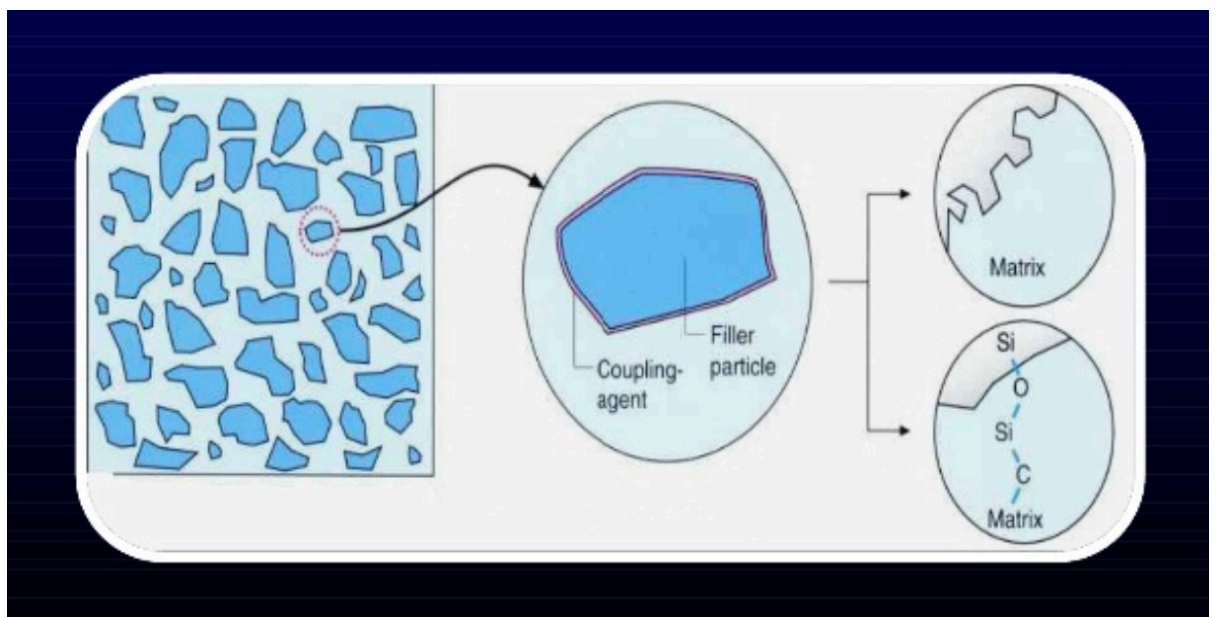
È il silano, una molecola che ha due gruppi funzionali:

- gruppo polare -OH attratto dai gruppi -OH presenti sulla superficie del riempitivo
- gruppo non polare (metacrilato) capace di reagire con la resina attraverso il legame C=C



*Figura6. Meccanismo d'azione dell'agente accoppiante (silano)*

Il ruolo del Silano è quindi quello di legare tra di loro due materiali non affini, come il riempitivo idrofilo e la matrice idrofoba (36). Il più utilizzato è il metacrilossipropiltrimetossilossano.



*Figura7. Meccanismo di azione dell'agente accoppiante (silano)*

## **Attivatore**

L'attivatore è un componente chimico che ha la funzione di scatenare il processo di polimerizzazione. L'attivazione può essere iniziata per mezzo della reazione chimica dei componenti misti (autopolimerizzanti o duali) o attraverso l'esposizione a luce di adeguata lunghezza d'onda (fotopolimerizzanti).

Attualmente molti compositi utilizzano il sistema di fotoattivazione. Comunque la polimerizzazione chimica ha sempre il suo ruolo clinico, per esempio per la cementazione.

Le resine composite autopolimerizzanti contengono un iniziatore (solitamente il perossido di benzoile) ed un attivatore (solitamente un'ammina organica), che, una volta che le due paste in cui è fornito il composito vengono spatolate, reagiscono portando alla polimerizzazione. Il vantaggio maggiore delle resine composite autopolimerizzanti è l'alto grado di polimerizzazione raggiunto, maggiore rispetto alle resine fotopolimerizzanti. Per contro, le autopolimerizzanti devono essere utilizzate velocemente e fanno inoltre perdere molto più tempo all'operatore nel rimuovere gli eccessi e ricreare l'anatomia del dente.

Le resine fotopolimerizzabili contengono un iniziatore (solitamente canforochinone) e un'ammina terziaria come agente riducente. Possono essere utilizzati anche altri fotoiniziatori come “Lucirin TPO” o “Ivocerin”. Il canforochinone, un iniziatore comunemente utilizzato nella sintesi polimerica, assorbe luce in un range di lunghezza d'onda di circa 390 – 510 nm, con un picco a 470 nm. Il canforochinone reagisce alla

luce visibile blu. Invece Lucirin TPO presenta un picco di assorbimento notevolmente inferiore rispetto al canforochinone.

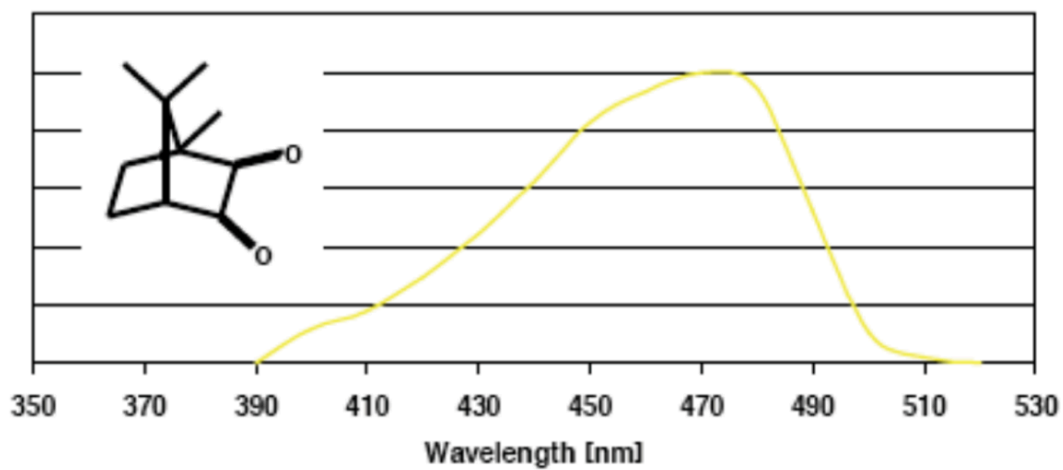


Figura8. Spettro di assorbimento Canforochinone (R&S Ivoclar Vivadent 2012)

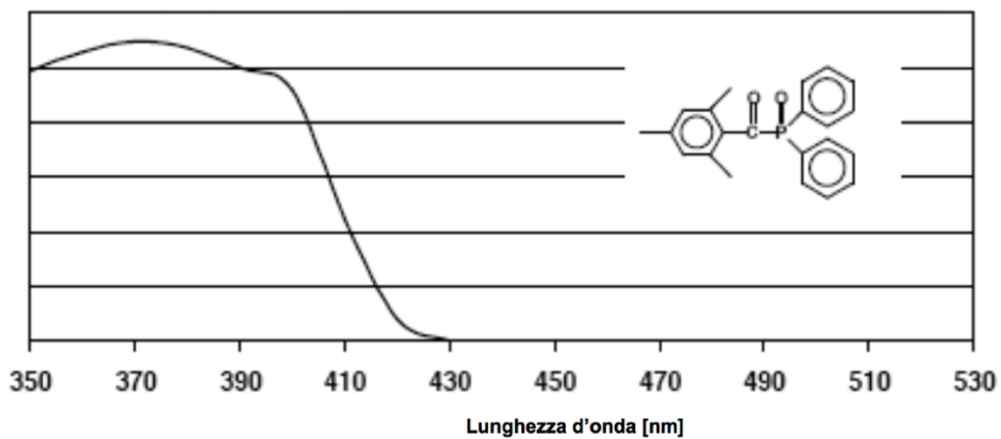
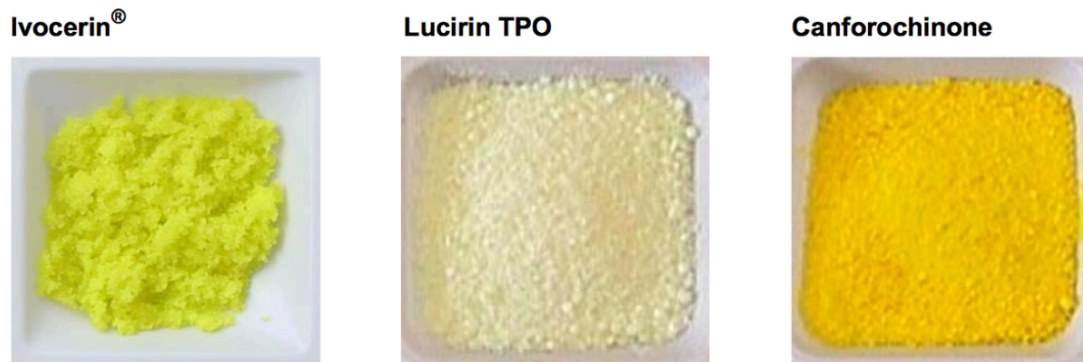


Figura9. Spettro di assorbimento del Lucirin TPO (R&S Ivoclar Vivadent 2012)



Per via delle sue proprietà di assorbimento, il canforochinone presenta una colorazione giallo intensa, pertanto, per i compositi in colorazione bleach o nelle lacche protettive incolori, si tende ad utilizzare altri iniziatori, quali ad esempio il Lucirin TPO, un ossido di acil-fosfina che scolora totalmente dopo la polimerizzazione.



*Figura10. Vari tipi di fotoiniziatori (Documento scientifico del ivoclar 2014).*

Una volta sottoposti all'effetto dell'attivatore (fonte di luce alogena), questi reagiscono portando alla formazione di radicali liberi che portano a rottura dei doppi legami  $C=C$ . Questo porterà al legame dei vari monomeri, formando un polimero ad alto peso molecolare.

### **L'inibitore della sensibilità alla luce d'ambiente**

Esso è uno speciale filtro che agisce da schermo protettivo contro la luce d'ambiente per prevenire la precoce polimerizzazione del materiale. In tal modo si garantisce un tempo di lavorazione.

## 2.4 Composito bulk fill

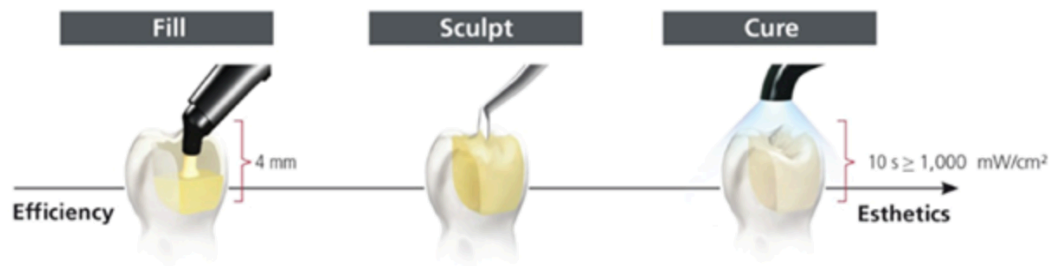


Fig11. Il composito Bulkfill permette una stratificazione fino a 4mm

(Documento scientifico del Ivoclar 2014).

Compositi bulk-fill sono caratterizzati da una maggiore profondità di indurimento e da ridotte proprietà di contrazione da polimerizzazione. Tipicamente per aumentare queste proprietà, i compositi bulkfill contengono nuovi monomeri (38), riempitivi più trasparenti (39), nuovi fotoiniziatori (40) o aumentata quantità di fotoiniziatori. Grazie al miglioramento di queste proprietà i compositi bulk-fill possono essere posizionati in masse incrementali fino a 4 mm di spessore. Il concetto di compositi bulk fill è nato molti anni fa per velocizzare tempo di restauro. Però per la sua scarsa proprietà fisica fino a pochi anni fa non si è diffuso il suo utilizzo. Recentemente, nuovi studi in letteratura hanno dimostrato che i compositi bulkfill stanno avendo un miglioramento delle loro proprietà fisiche in vitro (41). Inoltre, vari studi clinici hanno iniziato a dimostrare che il successo clinico di questo tipo di composito è simile al composito tradizionale applicato nella tecnica incrementale o di stratificazione (42). I compositi bulk fill modellabili (non fluidi) possono essere applicati in monomassa e modellati per conferire agli elementi

restaurati la loro morfologia naturale. Quindi non c'è bisogno di utilizzare la tecnica di stratificazione per il restauro profondo. I materiali fluidi (flowable) invece non sono indicati per la tecnica monostrato, in quanto è difficile modellare la superficie. Per una modellazione delle cuspidi e un ripristino delle caratteristiche morfologiche del dente naturale, i compositi bulk fill flowable devono essere sovrastratificati con un composito convenzionale.

### **3. La fotopolimerizzazione in odontoiatria**

Fotopolimerizzazione: indurimento di un composto mediante la luce che interagisce con gli attivatori fotosensibili contenuti nel materiale. È difficile trovare una procedura clinica eseguita in odontoiatria contemporanea in cui non è richiesta la fotopolimerizzazione di alcuni materiali. Il processo sembra così semplice, forse anche banale. Però, per capire e utilizzare correttamente questa tecnologia dobbiamo conoscere la storia e lo sviluppo della fotopolimerizzazione, oltre al meccanismo di funzione.

#### **3.1 Breve panoramica storica della fotopolimerizzazione in odontoiatria**

Nei primi anni 1960, sono stati sviluppati le prime resine composite fotopolimerizzabili (43). Questo ha portato allo sviluppo della prima lampada da fotopolimerizzazione. La prima lampada da polimerizzazione dentale, era chiamata Nuva Luce ed è stata sviluppata da Dentsply / Caulk nel 1970. Nuva Luce ha utilizzato la luce ultravioletta per la polimerizzazione di compositi in resina. Ma è stata abbandonata subito dal mercato a causa dei numerosi svantaggi, come il fatto che la lunghezza d'onda di illuminazione UV più corta utilizzata non permette di penetrare abbastanza in profondità nella resina per polimerizzarla adeguatamente (44). Durante i primi anni 1980, le lampade da fotopolimerizzazione della luce blu visibile sostituiscono la lampada UV. Questo tipo di luce viene sviluppata dal bulbo di quarzo-alogeno (45). Questo dispositivo emette luce di lunghezze d'onda più lunghe dello spettro di luce visibile e ha permesso una maggiore penetrazione e maggiore energia della luce per la polimerizzazione dei materiali

compositi di resina (44) La lampada alogena ha poi sostituito la lampada da polimerizzazione UV.

Negli anni '90 ci sono stati grandi miglioramenti tecnologici sia dei dispositivi di polimerizzazione luce che delle resine composite. Il sistema di restuaro in composito fotopolimerizzabile viene ampiamente utilizzato grazie al miglioramento delle sue proprietà fisiche e biologiche. L'obiettivo successivo era di migliorare l'intensità della luce per essere in grado di trattare una lesione cariosa profonda in più velocemente possibile. Nel 1998 è stata introdotta la lampada polimerizzatrice arco plasma (46). Questo dispositivo contiene una sorgente di luce ad alta intensità, una lampadina fluorescente contenente plasma, per polimerizzare il composito a base di resina entro 3 secondi. In realtà, la polimerizzazione richiedeva più tempo rispetto a quello indicato dalla casa produttrice, inoltre c'erano altri aspetti negativi come un prezzo iniziale elevato e la costosa manutenzione. Questi aspetti negativi hanno portato allo sviluppo di altre tecnologie per la luce di polimerizzazione.

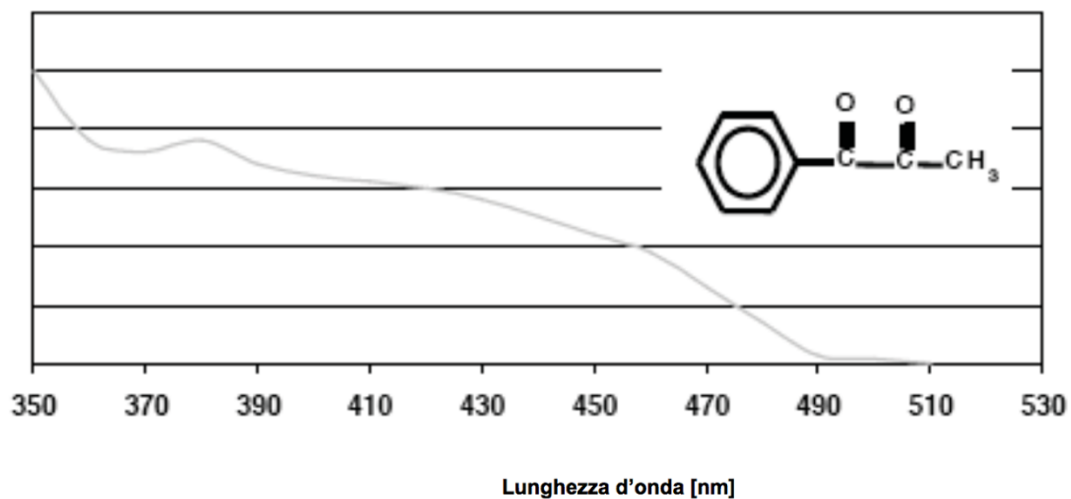
L'ultimo avanzamento nella tecnologia è la luce del LED da polimerizzazione. Nonostante gli apparecchi LED siano stati disponibili a partire dagli anni '90, non sono stati ampiamente utilizzati fino a quando gli aspetti negativi presentati nelle luci ad arco di plasma sono diventati insopportabili. Mentre la luce LED è un enorme passo avanti, nuove tecnologie sono continuamente in fase di sviluppo con l'obiettivo di effettuare una più veloce e più accurata polimerizzazione delle resine composite.

### **3.2 Tipi di lampada da polimerizzazione**

La lampada da fotopolimerizzazione dentale è un dispositivo che viene utilizzato per la polimerizzazione di compositi dentali (47). Può essere usato su diversi materiali dentali differenti che sono polimerizzabili con la luce. Ci sono cinque tipi fondamentali di luci da polimerizzazione: Luce UV, Alogene, Diodo a emissione luminosa (LED); Arco plasma (PAC); Laser. Le due principali lampade da polimerizzazione che sono in largo utilizzo in ambito odontoiatrico sono la lampada alogena e quella LED.

#### **Luce UV.**

La polimerizzazione mediante luce UV è un processo di polimerizzazione veloce in cui l'alta intensità della luce ultravioletta viene utilizzata per creare una reazione fotochimica che polimerizza il composito. I primi dispositivi, per emettere la luce ultravioletta (circa 365 nm), sono stati progettati nei primi anni 1970. Questi sono costituiti da tubi di vetro al quarzo riempiti con una miscela gassosa di argon e vapori di mercurio a bassa pressione, attraverso i quali viene indotta una scarica elettrica (48). La durata di esposizione tipica era di 20 s, ma 60 forniva risultati migliori (49). I compositi polimerizzati con la lampada UV contenevano paraifenilpropandione come fotoiniziatore (50,51).



*Figura 12. Spettro di assorbimento del Para-fenilpropandione (PPD)*

Questo sviluppo inizialmente è stato visto come un passo rivoluzionario in odontoiatria. Successivamente viene sostituita dalla lampada alogena per diversi svantaggi. Siccome aveva lunghezza d'onda molto corta, la luce non penetrava abbastanza profondamente nella resina per polimerizzare adeguatamente il composito (52,53). In più dava effetti nocivi agli occhi umani (bruciature corneali e cataratta) e poteva addirittura variare la microflora orale (54).

## Lampada alogena



*Figura12. Lampada alogena polylight 3.*

Nei primi anni 1980 viene introdotto un dispositivo di polimerizzazione che utilizza la luce blu. Il prossimo tipo di luce sviluppato è stato il bulbo di quarzo – alogeno; (55) questo dispositivo emette la luce di lunghezza d'onda più lunga dello spettro di luce visibile e ha permesso una maggiore penetrazione della luce di polimerizzazione e l'intensità della luce per i materiali compositi di resina (56). La lampada alogena ha sostituito la lampada da polimerizzazione UV. Queste lampade alogene si basano sul principio che l'energia elettrica porta all'incandescenza un sottile filamento di tungsteno all'interno di un bulbo di quarzo contenente un gas alogeno (ioduro). Esso fornisce una luce blu di lunghezza d'onda tra 400 e 500 nm e viene utilizzato insieme a compositi che contengono come fotoiniziatore canforochinone (57). Viene largamente utilizzato fino alla nascita della lampada Led. Poi piano piano viene utilizzato meno per varie caratteristiche negative.



Il primo aspetto negativo è la generazione dell'alta temperatura della lampada. Ciò richiede alla lampada di essere più grande, per ospitare il ventilatore. La ventola genera un suono che può disturbare alcuni pazienti e queste luci di polimerizzazione devono essere collegati a una fonte di alimentazione (elettricità). Inoltre, si degradano nell'uso continuo e diversi studi clinici hanno evidenziato che le lampade alogene durante la fotopolimerizzazione producono un aumento della temperatura a livello della camera pulpare che può andare da 1,5°C fin a 4°C.

### **Lampada al plasma**

Nel 1998 è stata introdotta la lampada polimerizzatrice arco plasma (58). Essa utilizza una sorgente di luce ad alta intensità, una lampadina fluorescente contenente plasma, per polimerizzare il composito a base di resina entro 3 secondi . Però, nonostante la luce ad arco plasma si è diffusa nel mercato, non era priva di aspetti negativi (prezzo d'acquisto e di manutenzione costosi, ma soprattutto tempi più lunghi rispetto ai rivendicati 3 secondi di polimerizzazione). Tutto ciò ha stimolato le case produttrici e le università ad effettuare e sviluppare altre tecnologie di luce di polimerizzazione.

## La lampada laser

La lampada laser è in grado di raggiungere elevate intensità luminose, ma non è riuscito ad affermarsi sul mercato perché ha un alto costo, produce calore eccessivo, tende ad essere più grande e meno portatile (59).

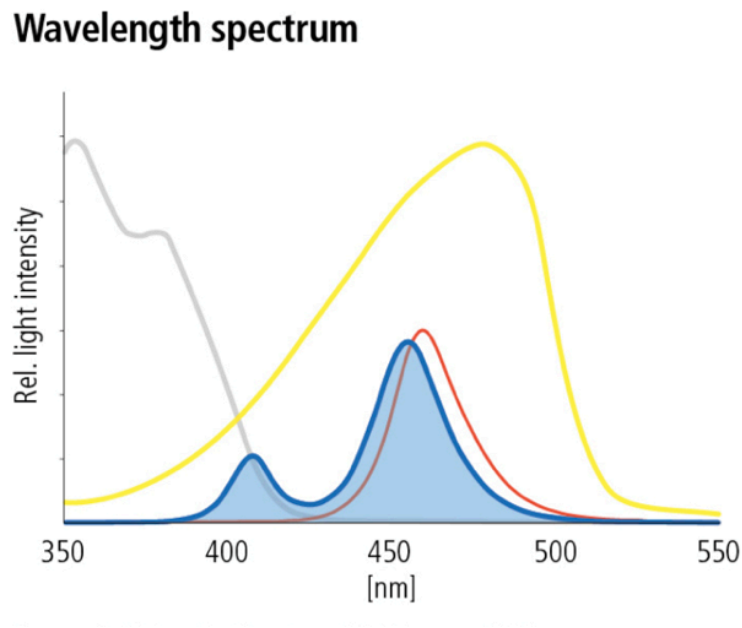
### 3.3 Led monowave and polywave



*Figura13. Sinistra: lampada Led polywave di Valo; Destra: monowave di Ivoclar.*

Le lampade LED sono state proposte in letteratura nel 1995 (60). Led si basano sui diodi ad emissione luminosa. Un diodo è una combinazione di due diversi semiconduttori, uno carico negativamente l'altro positivamente, che entrano tra loro in connessione all'applicazione di una differenza di potenziale. Il risultato è l'emissione di una luce entro una banda ristretta dello spettro, normalmente compreso tra i 440-480 nm in caso di lampada monowave con intensità massima nello spettro di circa 465 nm, quasi identica

al picco di assorbimento del canforochinone (61). Ultimamente nel mercato è stato introdotta anche la lampada Led polywave che ha una banda di spettro più larga del LED monowave compresa tra 400-500 nm per polimerizzare meglio i compositi che contengono anche altri tipi di fotoiniziatori come Lucirin tpo.



*Figura14. Spettro della lunghezza d'onda della lampada monowave e polywave*

*(Documento scientifico del Ivoclar 2014).*

Le lampade led presentano numerosi vantaggi rispetto agli altri tipi di lampade.

-Si degradano molto meno nell'uso continuo, mostrano una diminuzione minima di potenza, la luce è emessa in modo progressivo nel tempo e la loro intensità è quasi costante.

-Sono lampade meno voluminose siccome non hanno un sistema di ventilazione.

-Non producono danni da surriscaldamento.

-Non hanno bisogno del filtro.

-L'efficienza degli apparecchi LED rispetto agli alogeni è maggiore di circa 10 volte rispetto alle lampade alogene.

-I costi sono abbastanza contenuti, inoltre hanno una garanzia per molte ore di utilizzo.

-possono essere alimentate con batterie (cordless).

Per questi vantaggi, le lampade Led sono le più utilizzate nel mercato in questo momento.

## **4. Grado di conversione**

### **4.1 Cos'è il grado di conversione**

Il numero dei legami metacrilici che non hanno reagito, ancora presenti nella resina polimerizzata indica appunto l'estensione della polimerizzazione (grado di conversione, GC ovvero Degree of Conversion, DC) che di norma non è trascurabile (Erikson et al. 1984, Young et al. 1991, Yoshida K. et al. 1993 e Örtengren U. et al. 2004).

La diminuzione della potenza del fascio luminoso può comportare un grado di conversione insufficiente negli strati più profondi del materiale; questo influenza in modo negativo sulle proprietà meccaniche, estetiche del restauro, l'assorbimento di fluidi e la biocompatibilità (Giampiero T. et al. 2008).

Il grado di conversione è strettamente collegato, in particolare è direttamente proporzionale, con le proprietà fisico-meccaniche del restauro in composito. Però, non dobbiamo trascurare che un aumento del grado di conversione aumenta, in minima parte, anche la contrazione da polimerizzazione. Fino ad ora studi scientifici non hanno dimostrato il grado di conversione ideale (62). Alcuni studi ci danno delle indicazioni riguardo il minimo grado di conversione che un composito deve avere per sopportare i carichi occlusali. Per raggiungere queste caratteristiche fisico-meccanica sufficiente, ci dev'essere una DC (Degree of Conversion) di almeno il 55% (63,64). Sicuramente l'aumento del grado di conversione è un vantaggio, ma c'è il problema della contrazione

da polimerizzazione che può essere risolto in altri modi. Tuttavia sono necessari ancora altri studi per trovare il grado di conversione (DC) ideale.

#### **4.2 Fattori che influenzano a grado di conversione**

Numerosi fattori possono influenzare il grado di conversione del composito nella fotopolimerizzazione. I fattori più influenti sono:

- **Intensità della lampada**
- **Tempo di polimerizzazione**
- **Fotoiniziatore**
- **Lunghezza d'onda della luce**
- **Traslucenza del composito**

#### **L'intensità della lampada e tempo di polimerizzazione:**

L'intensità luminosa è un fattore molto importante per il processo di polimerizzazione. Esso viene misurato con la sfera integrante. Questo strumento determina con precisione la radianza dell'apparecchio in mW. I filtri speciali assicurano che venga misurata solo la luce di lunghezza d'onda appropriata. L'intensità luminosa in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  viene calcolata sulla base del diametro del conduttore ottico.



*Figura15. Rappresentazione grafica della formula fisica dell'intensità luminosa.*

Secondo il principio “Total Energy”, il processo di fotopolimerizzazione dipende dalla quantità di energia ed è fondamentalemente determinata dal rapporto tra l'intensità luminosa e il tempo di polimerizzazione. Pertanto, un tempo di esposizione di 20 secondi a una radianza di  $1000 \text{ mW/cm}^2$  si traduce in una dose totale di  $20.000 \text{ mWs/cm}^2$ .

In generale, per garantire l'adeguata fotopolimerizzazione degli strati incrementali di composito spessi 2 mm si raccomanda una dose da 4.000 a 16.000  $\text{mWs/cm}^2$ . Di solito, per compositi meno traslucenti e più scuri sono necessarie dosi più elevate. Pertanto, a seconda dell'intensità luminosa della lampada fotopolimerizzatrice, per polimerizzare uno strato incrementale di 2 mm, possono essere indicati tempi di polimerizzazione massimi specifici, anche per la polimerizzazione di colori più problematici.

Questo è come vengono calcolate le diverse raccomandazioni per la polimerizzazione con apparecchi fotopolimerizzatori di diversa intensità luminosa. Infatti, se si utilizzano

apparecchi potenti, quindi con elevata intensità luminosa, il tempo di esposizione a parità di grado di polimerizzazione, può essere ridotto. Ciò si traduce in un risparmio nei tempi di lavoro sul paziente.

### **Fotoiniziatori e lunghezza d'onda della luce**

Il tipo di fotoiniziatori utilizzati e la quantità del fotoiniziatore sono i fattori importanti che influenzano il processo di polimerizzazione. Infatti, alcune case produttrici, per aumentare il grado di conversione dei compositi bulkfill, aumentano la quantità del fotoiniziatore o utilizzano nuovi fotoiniziatori più sensibili. Questi fotoiniziatori sono stati brevettati (es. Ivocerin) (65) e, a oggi, sono utilizzati insieme o in alternativa a quelli tradizionali. Ogni fotoiniziatore ha il suo spettro di riassorbimento della luce, per avere un'ottima polimerizzazione. Questo spettro deve coincidere con quello della lunghezza d'onda della luce emessa dalla lampada che viene utilizzata.

### **Traslucenza del composito**

La traslucenza del composito influenza la penetrazione della luce nel material irradiato. Infatti, ci sono i compositi bulkfill che hanno un'alta traslucenza. L'alta traslucenza permette alla luce del dispositivo da polimerizzazione di raggiungere le zone più profonde del materiale composito. La traslucenza del composito è influenzata dal tipo di monomeri utilizzati, tipo di riempitivo e materiali cromogenici.



### 4.3 Misurazione del grado di conversione (FTIR SPECTROMETER)

La spettroscopia in trasformata di Fourier è una tecnica spettroscopica in cui si acquisisce il segnale nel dominio del tempo (o dello spazio), e quindi si ricava lo spettro nel dominio della frequenza tramite una operazione di trasformata di Fourier.

Questa tecnica può essere applicata a vari tipi di spettroscopia: spettroscopia infrarossa (FTIR), spettrometria di massa, risonanza magnetica nucleare, risonanza paramagnetica elettronica, spettroscopia Raman. –wikipedia-

L'obiettivo della spettroscopia in trasformata di Fourier è la misurazione dello spettro di assorbimento di una particolare sostanza, cioè quanto quella sostanza assorba energia sotto forma di luce a diverse lunghezze d'onda. Il metodo convenzionale consiste nell'utilizzare una sorgente monocromatica, variare mano a mano la lunghezza d'onda e misurare la quantità di luce assorbita dal campione (66).

Dapprima viene misurato lo spettro senza alcun campione o campione da paragonare (la scansione del *background*): in questo modo si può misurare la quantità di luce trasmessa dall'apparato alle diverse frequenze, eseguendo una trasformata di Fourier dello spettro risultante. Successivamente si inserisce la sostanza da analizzare fra la sorgente e l'interferometro: la nuova misurazione, dopo la trasformata di Fourier e la sottrazione del *background*, corrisponderà allo spettro di assorbimento desiderato. L'intera operazione può essere eseguita in tempi molto rapidi, essendo il calcolo della trasformata di Fourier

molto veloce sui computer moderni.

Per misurare il grado di conversione (DC) del composito si utilizza questa formula:

$$DC\% = \left\{ 1 - \frac{(1638 \text{ cm}^{-1}/1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{cured}}}{(1638 \text{ cm}^{-1}/1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{uncured}}} \right\} \times 100\%$$

La DC rappresenta la percentuale di composito polimerizzato su quello totale, esposto alla polimerizzazione. Tramite lo spettrometro (FTIR) si misura la quantità di luce assorbita dai compositi nello spettro di  $1608 \text{ cm}^{-1}$  (che interessa i doppi legami del gruppo aromatico del carbonio) e  $1638 \text{ cm}^{-1}$  (che interessa i legami alifatici del carbonio). Si prendono due campioni uguali di composito. Si polimerizza un campione e si lascia invariato l'altro campione della stessa quantità. La quantità di luce assorbita nello spettro di  $1638 \text{ cm}^{-1}$  dal composito polimerizzato che presenta ancora doppi legami alifatici si divide per la quantità di luce assorbita nello spettro di  $1638 \text{ cm}^{-1}$  del campione non polimerizzato. Numeratore e denominatore si dividono per la quantità di luce assorbita nello spettro di  $1608 \text{ cm}^{-1}$ , che dovrebbe essere un valore costante ed è utilizzato per diminuire gli errori statistici di tale misurazione. Infine ad 1 si sottrae il risultato della divisione e si moltiplica tutto per 100% in modo da avere la percentuale di composito polimerizzato (DC) (67,68).

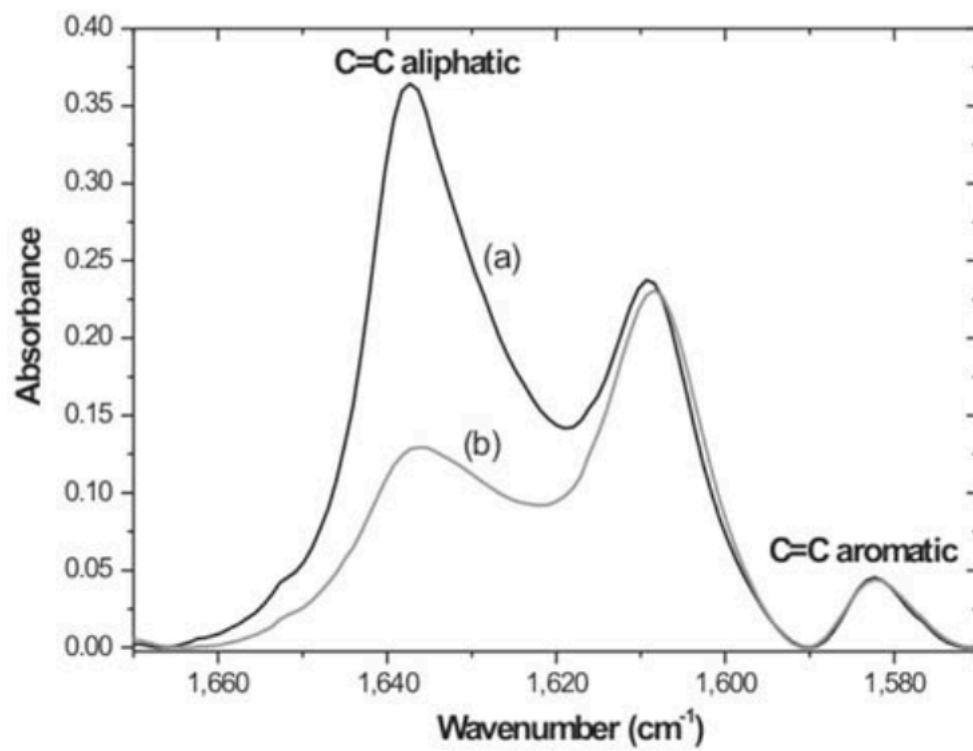


Figura 16. Spettro di riassorbimento della luce nel range di MIR (MIR – from 400 to 4,000 cm<sup>-1</sup>)

Prima (a) e dopo (b) la polmimerizzazione

#### **4.4 Grado di conversione e proprietà meccanica del composito**

Le proprietà fisico-meccaniche del composito vengono determinate principalmente da tre fattori:

**-Tipo di riempitivo**

**-Percentualità del riempitivo**

**-Il grado di conversione**

I primi due fattori non sono modificabili dall'operatore, invece il grado di conversione è strettamente collegato con il processo di polimerizzazione svolto dall'operatore.

I vari studi dimostrano che il minor grado di conversione peggiora le proprietà meccaniche del composito e aumenta la discolorazione del restauro (69,70). Di conseguenza, i restauri avranno minor resistenza all'usura e avranno un'estetica inadeguata (71). Fino ad ora, la letteratura non ha stabilito chiaramente quale è il minimo grado di conversione da raggiungere. Alcuni studi condotti suggeriscono di arrivare ad almeno 55-60 % come minimo grado di conversione per acquisire una sufficiente proprietà meccanica del restauro (63,64).

#### **4.5 Grado di conversione e tossicità**

Si definisce citotossicità l'effetto di un agente di tipo chimico (una molecola), fisico (temperatura, radiazione o onda elettromagnetica) o biologico (una cellula del sistema immunitario) in grado di indurre danno ad una cellula. L'agente che induce tale danno viene spesso definito citotossina. -wikipedia-

In tutte le reazioni di polimerizzazione la reazione chimica che trasforma monomeri in polimero non è mai totale. Nel migliore dei casi si arriva circa 80% dei monomeri viene trasformato. Per le sostanze tipo compositi, la frazione non polimerizzata può variare dal 25% al 60%. Questa trasformazione incompleta comporta il rilascio di monomeri nella cavità orale e nei fluidi biologici. Gli studi di coltura cellulare hanno dimostrato che i monomeri della resina sono citotossici a contatto diretto con cellule fibroblasti (72). Questo fenomeno è detto eluizione: i monomeri liberi possono causare una risposta infiammatoria nei tessuti che intrappolano monomeri (73).

## **5. Studio sperimentale**

### **5.1 Obiettivo**

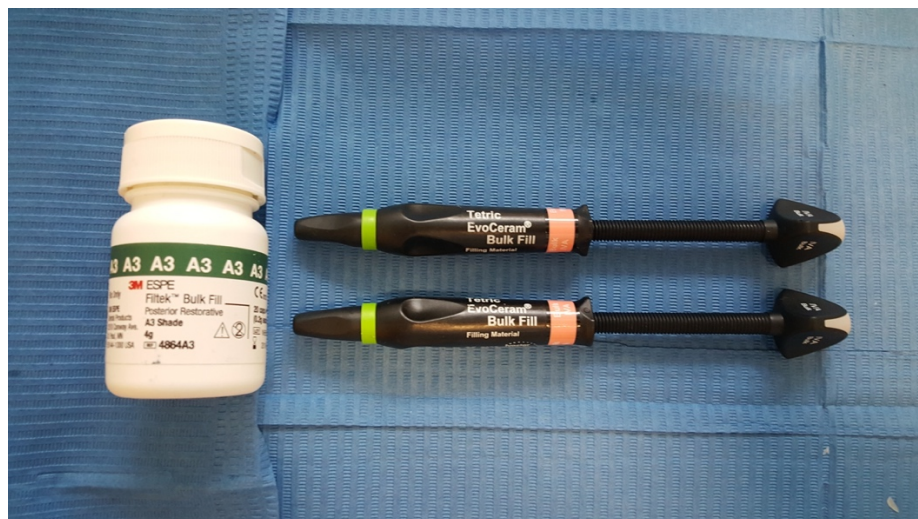
Precedentemente sono stati fatti diversi studi per verificare le proprietà fisica, meccanica e biologica del composito bulkfill. Diversamente dagli studi fatti in passato, gli ultimi studi stanno dimostrando che ci sono buone proprietà fisiche, meccaniche e biologiche di questo nuovo composito applicabile in unica massa di spessore di 4 mm. Oltre a determinare queste proprietà fisico-meccaniche e biologiche, la ricerca sta chiarendo come e quando utilizzare questo composito.

Al momento la letteratura scientifica non ha definito chiaramente il grado di conversione ideale e il minimo grado di conversione per una restaurazione soddisfacente dal punto di vista clinico. Comunque, alcuni studi indicano che il grado di conversione minore del 55%-60% può causare una diminuzione della proprietà fisico meccanica del restauro (63,64).

L'obiettivo principale di questo studio è determinare e confrontare il grado di conversione (DC) di differenti tipi di compositi bulk-fill, polimerizzati con due diverse lampade led polywave, secondo le indicazioni della casa produttrice del composito. Nello specifico andiamo a valutare se i compositi bulkfill hanno un adeguato grado di polimerizzazione,

## 5.2 Metodo

Sono stati esaminati due differenti compositi bulk-fill, in particolare Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent) e Filtek Bulk-fill A3 (3M Espe). Questi due compositi utilizzavano diversi foto-iniziatori. Il composito Filtek Bulk-fill A3 (3M Espe) contiene esclusivamente il foto-iniziatore tradizionale Canforochinone. Invece Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent) utilizza tre diversi tipi di foto-iniziatori (Ivocerin, Canforochinone e Lucirin TPO)(74,75).

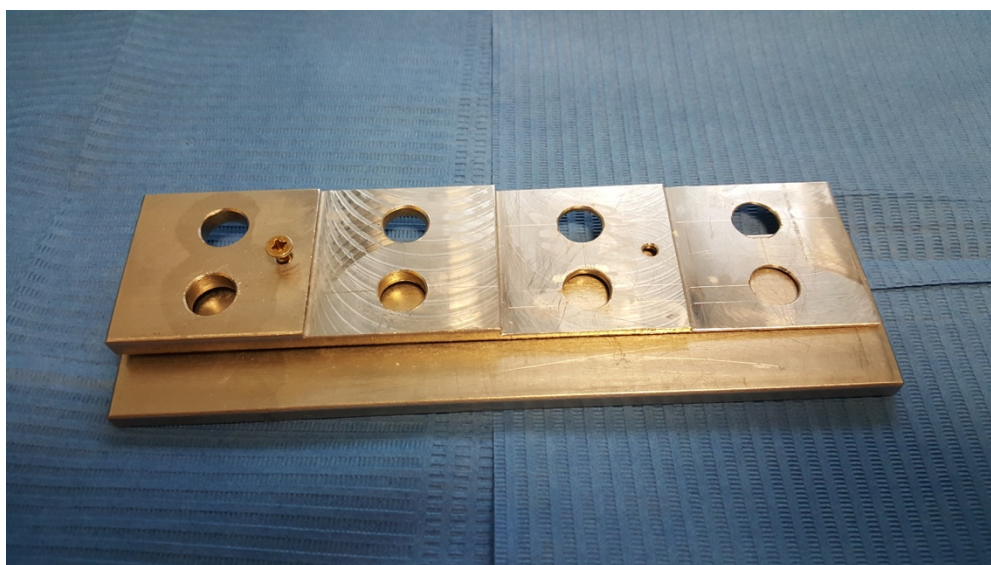


*Figura17. Compositi utilizzati: a sinistra Filtek Bulk-fill A3 (3M Espe) e a destra Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent)*



*Figura18. Sinistra LED polywave (bluephase style, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) e destra LED polywave (Valo, Ultradent, standard di potere senza fili 1.000 mW / cm<sup>2</sup>)*

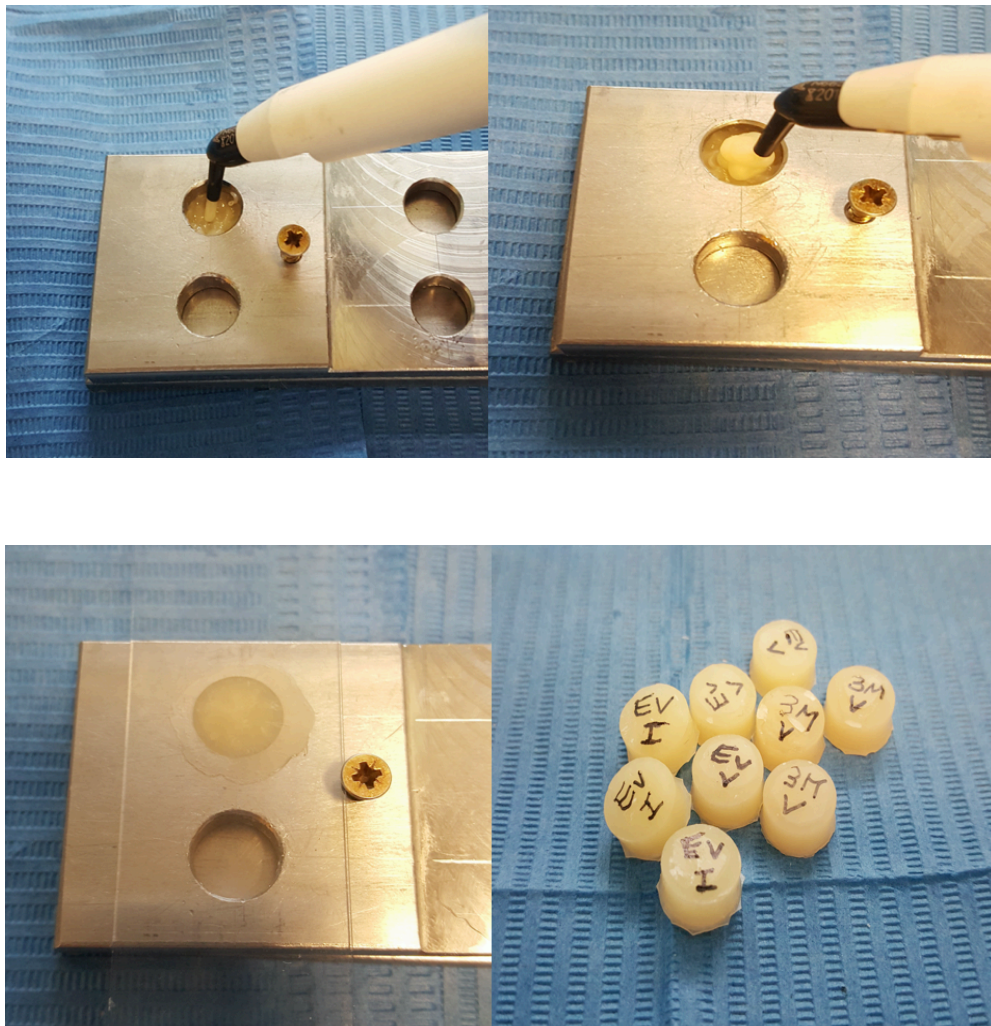
Sono stati preparati, in stampi in acciaio inossidabile, sei campioni per ogni composito e divisi in 4 gruppi. La metà dei campioni sono stati polimerizzati con un LED polywave (bluephase style, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) e l'altra metà con un LED polywave (Valo, Ultradent, standard di potere senza fili 1.000 mW / cm<sup>2</sup>). Gli stampi in acciaio inossidabile contenevano uno slot di dimensioni di 4 mm di altezza e 3 mm di diametro e una piastra superiore.



*Figura19. Stampi in acciaio inossidabile*



Lo stampo è stato riempito in eccesso con del composito, una striscia di Mylar è stata posta sulla parte superiore del materiale con la piastra superiore successivamente pressata in posizione; in seguito è avvenuta la raschiatura del materiale in eccesso dall'ingresso dello stampo. Il materiale è stato polimerizzato per 20 secondi con due lampade diverse che hanno intensità luminosa maggiore di 1.000 mW/cm<sup>2</sup> secondo le indicazioni della casa produttrice.



*Figura20. La preparazione dei campioni: riempimento con il composito degli stampi successivamente pressati e poi rimozione dei campioni.*

Tutti i campioni sono stati conservati e mantenuti asciutti ad una temperatura di 37 °C per 24 ore, prima di effettuare la misurazione. La DC è stata determinata utilizzando uno spettrometro FTIR.

### **5.3 Analisi statistica**

Il risultato del grado di conversione di ogni campione sono stati comparati utilizzando un test statistico, detto oneway ANOVA and Tukey's HSD post hoc-test ( = 0.05) (SPSS 17.0; Chicago, IL, USA).

### 5.3 Risultati

Non tutti i campioni hanno raggiunto il grado di conversione maggiore del 55%,

Descrizione campione	Grado di conversione
Filtek Bulk Fill (3M Espe) + LED Bluphase	56.00%
Filtek Bulk Fill (3M Espe) + LED Bluphase	55.14%
Filtek Bulk Fill (3M Espe) + LED Bluphase	54.18%
Filtek Bulk Fill (3M Espe)+ LED Valo cordless	50.54%
Filtek Bulk Fill (3M Espe)+ LED Valo cordless	50.89%
Filtek Bulk Fill (3M Espe)+ LED Valo cordless	51.81%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Bluphase	55.34%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Bluphase	57.42%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Bluphase	54.32%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Valo cordless	47.70%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Valo cordless	49.50%
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) + LED Valo cordless	48.80%

*Figura21. Grado di conversione dei campioni analizzati.*

Indipendentemente dal composito bulk-fill utilizzato, i campioni polimerizzati con il LED polywave (bluephase, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) hanno mostrato un aumento significativo ( $p < 0,05$ ) di DC rispetto ai campioni polimerizzati con il LED polywave (Valo, Ultradent, standard di potere senza fili 1.000 mW / cm<sup>2</sup>).

Non è stata, invece, evidenziata nessuna differenza significativa in termini di DC tra i compositi Tetric Evo Ceram Bulk-fill e Filtek Bulk-fill quando sono polimerizzati con la stessa lampada.

## 5.4 Discussione

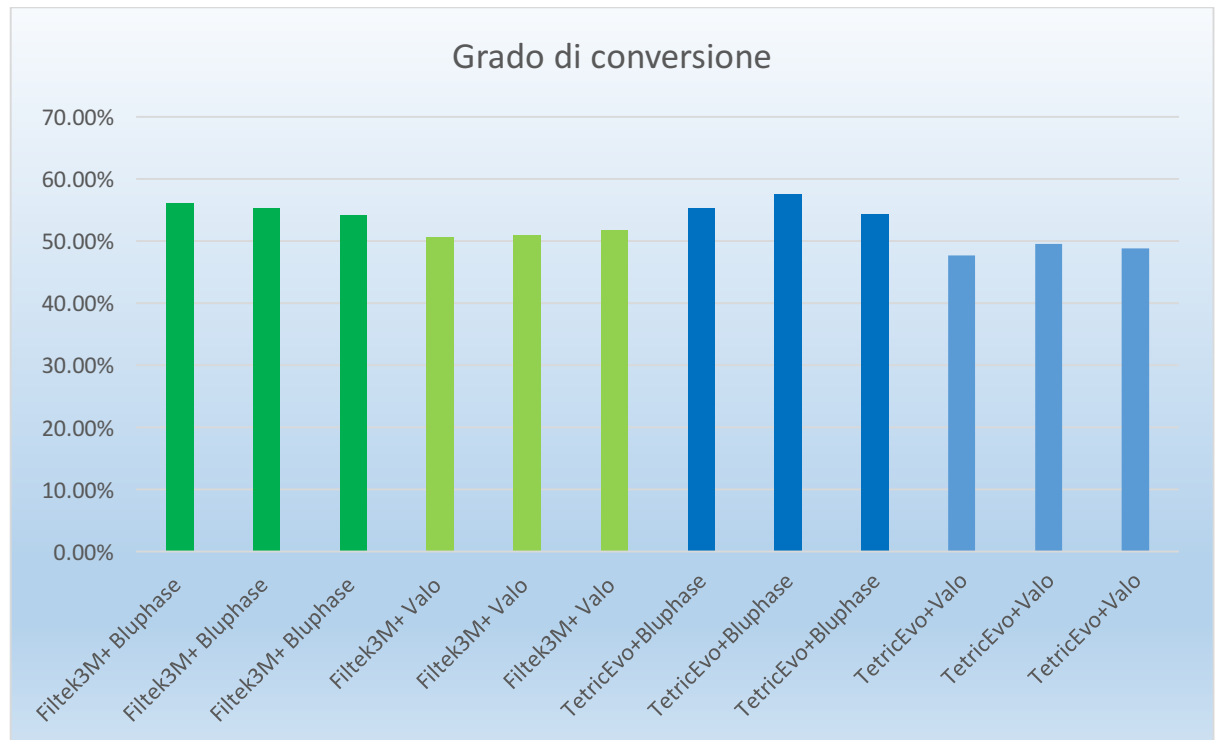


Figura 22. Rappresentazione grafica del grado di conversione dei campioni di composito

Il maggiore grado di conversione dei campioni polimerizzati dalla lampada LED polywave (bluephase, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) può essere spiegato dalla maggior l'intensità luminosa di questa lampada rispetto a quella LED polywave (Valo, Ultradent, standard di potere senza fili 1.000 mW / cm<sup>2</sup>). Infatti molti altri studi confermano che l'intensità e il tempo influenzano significativamente al grado di conversione (76,77).

Tra i campioni del composito Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent), la differenza del grado di conversione tra i campioni polimerizzati con le diverse lampade è maggiore rispetto alla differenza tra i campioni del Filtek Bulk-fill A3 (3M Espe). Questo,

probabilmente, è dovuto alla diversa composizione dei foto-iniziatori e alla diversa distribuzione dell'intensità luminosa della lampada LED polywave (bluephase, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>), nello spettro di lunghezza d'onda tra 395nm-480nm. (78)

A differenza del composito Filtek Bulk-fill A3 (3M Espe) che contiene soltanto il Canforochinone, il composito Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent) contiene tre tipi di fotoiniziatori diversi:

1. Ivocerin
2. Canforochinone
3. Lucirin TPO

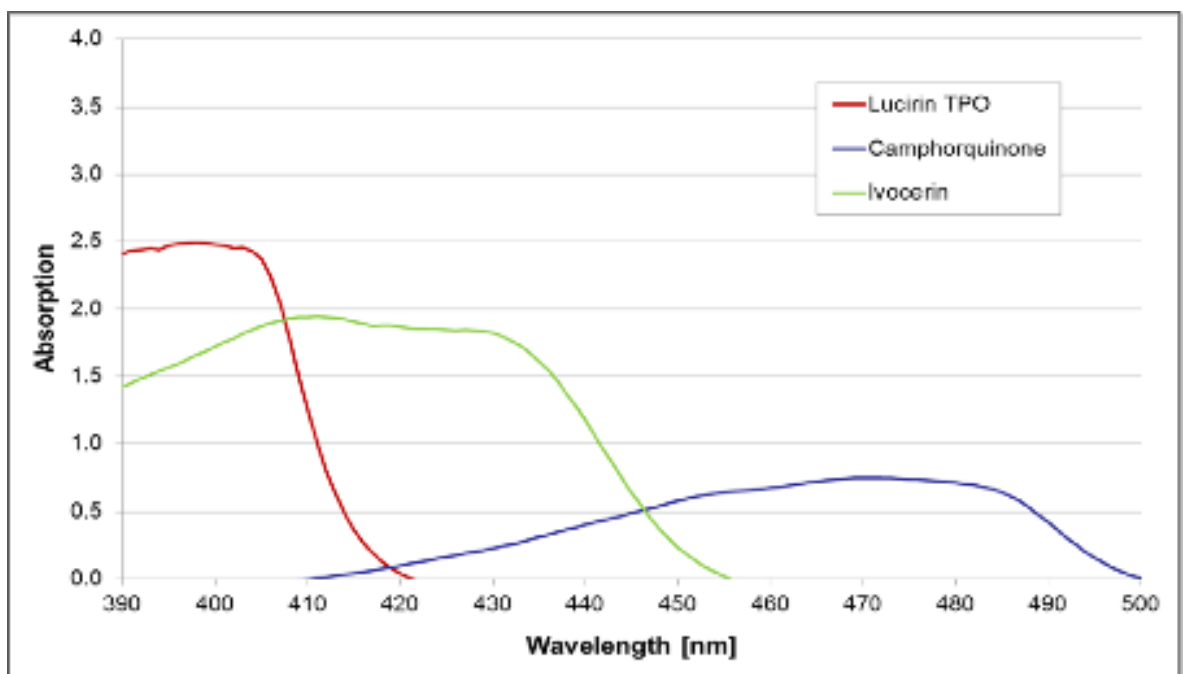


Figura 23. Spettro di riassorbimento dei foto-iniziatori Lucirin, TPO, Ivocerin e Canforochinone

Le molecole dell'iniziatore riescono ad assorbire fotoni solamente entro uno specifico range di lunghezza d'onda. Questi foto-iniziatori hanno diversi picchi di assorbimento. Questi picchi di assorbimento devono coincidere esattamente con i picchi dell'intensità luminosa della lampada per ottenere maggior grado di conversione (79). Il composito Tetric Evo Ceram Bulk-fill A3 (Ivoclar Vivadent) contiene, oltre ai foto-iniziatori tradizionali, anche un nuovo foto-iniziatore Ivocerin. Esso ha sia un diverso spettro, sia un diverso picco di riassorbimento della luce rispetto ad altri foto-iniziatori tradizionali. Questi foto-iniziatori sono esclusivamente presenti nei compositi Ivoclar. Dal risultato del nostro studio possiamo presumere che la lampada LED Polywave (bluephase, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) è più adatta per polimerizzare meglio i compositi che contengono questo nuovo tipo di foto-iniziatore. Come confermano questi risultati, è ragionevole usare la lampada led e il composito della stessa ditta in modo che il foto-iniziatore sia attivato dalla lampada adatta.

Il grado di conversione dei campioni variavano in base al tipo di lampada utilizzata. Non tutti i campioni di composito hanno raggiunto il grado di conversione 55%. I risultati del presente studio sono molto simili ad alcuni studi presenti in letteratura per quanto riguarda il grado di conversione (80). Mentre, essi variavano significativamente da altri studi presenti in letteratura come si vede nella figura 24, nonostante siano stati utilizzati gli stessi tipi di materiale composito e con simile protocollo di valutazione. La motivazione della differenza di questi risultati da quelli in letteratura rimane inspiegata.

Per questo motivo sono necessari nuovi studi per accertare o confutare questi risultati, in particolare sarebbe necessaria una “Sistematic Review” sul grado di conversione.

<b>Table 2 – Mean (standard deviation) of degree of conversion (%) for composites at different depths.</b>				
Material	Depth (mm)			
	1	2	3	4
HER Incremental	75.5 (0.4) Aa	75.5 (0.4) Aa	75.7 (0.6) Aa	77.2 (1.1) Aa
HER Bulk-fill	76.3 (0.9) Aa	75.8 (0.4) ABa	75.0 (0.6) ABa	74.4 (1.7) Bb
SDR	81.3 (0.8) A	80.4 (1.5) A	79.8 (1.4) A	81.2 (0.7) A
FBF	76.2 (1.1) A	75.4 (1.4) A	75.0 (1.2) A	75.3 (0.5) A
TEC	75.2 (2.1) A	73.2 (2.5) B	71.0 (3.0) C	72.2 (2.4) BC
EXP	79.5 (0.8) A	78.3 (1.1) AB	77.2 (0.7) BC	76.1 (0.5) C
Means followed by the same letter (uppercase compares rows, lowercase compares columns) are not statistically different ( $p > 0.05$ ). N=5 specimens/group. Cells identified in gray were subjected to a separate 2-way ANOVA.				

*Figura 24. Tabella del grado di conversione dei vari tipi di compositi tra cui*

*FBF (Filtek bulk-fill del 3m) e TEC (Tetric Evo Ceram del Ivoclar)*

*(tabella di uno studio di Fronza, Rouggeberg e coll. del 2015 “Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites”)*

Il risultato del nostro studio potrebbe stare a significare che la polimerizzazione di 20s è un tempo borderline per poter raggiungere un grado di conversione sufficiente (55%). Un elevato valore del grado di conversione ( $> 55\%$ ) è necessario per ottenere una migliore proprietà fisico-meccanica del restauro (81,82). Infatti, molti studi hanno dimostrato che un aumento del tempo di polimerizzazione contribuisce ad aumentare il grado di conversione (83). Quindi, come prima ipotesi, potremmo affermare che è necessario un aumento del tempo di polimerizzazione per migliorare il grado di conversione.

Un'altra probabile ipotesi che si potrebbe trarre da questi risultati è che i compositi bulkfill non hanno ancora proprietà ottimali per essere polimerizzati in profondità



(>4mm), come è stato dimostrato in alcuni studi precedenti (84). Queste due supposizioni potrebbero verificarsi contemporaneamente.

Per validare o meno di queste due ipotesi sono necessari nuovi studi specifici sul tema, in particolare riguardo il tempo di polimerizzazione.

## 5.4 Conclusione

Mediante la polimerizzazione della durata di 20s non tutti i campioni hanno raggiunto un grado di conversione maggiore del 55%.

Nonostante ciò, la differenza nella polimerizzazione delle diverse lampade è risultata significativa. L'utilizzo della lampada LED polywave (bluephase, Ivoclar Vivadent 1.100 mW / cm<sup>2</sup>) migliora significativamente la DC dei materiali analizzati rispetto alla lampada LED polywave (Valo, Ultradent, standard di potere senza fili 1.000 mW / cm<sup>2</sup>) aumentando la conversione dei monomeri in polimeri.

## **Bibliografia**

1. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Effect of powerdensity of curing unit, exposure duration, and light guidedistance on composite depth of cure. Clin Oral Invest 2005;9:71–6.
2. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths ofultraviolet and visible light activated composite materials. Acta Odontol Scand 1982;40:179–92.
3. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. Themicro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine thedegree of conversion of light-activated composite resins. J Biomed Mater Res 1999;48:675–81.
4. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Wear Todd R. Marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res 1997;76:1508–16.
5. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading andcuring time of dental composites. Biomaterials 1991;12:737–40.
6. Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posteriorcomposite resins fabricated by incremental layering. J ProstDent 1993;69:557–60.
7. BOUILLAGUET S, WATAHA JC, HANKS CT, CIUCCHI B, HOLZ J. In vitro cytotoxicity and dentin permeabili- ty of HEMA. J Endod 1996; 22: 244-248.

8. Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT, Cuspal Movement. Microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. J Dent 2003;31:437–44.
9. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP, Cuspal Deflection. Microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. J Dent 2012;40:500–5.
10. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. (J Dent 2011;39:643–7).
11. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No. 3,066,112
12. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. J Am Dent Assoc 1970;80:324-330
13. Bassiouny M, Grant A. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. Br Dent J 1978;145:327-330
14. Osborne JW, Summitt JB. Extension for prevention: is it relevant today? Am J Dent. 1998;11:189-196.

15. Sharma SJ, Roulet JF. Adhesion: the silent revolution. 2nd European Symposium on Adhesive Dentistry. J Adhes Dent 1999;1:285-287.
16. Kaneshima T, Yatani H, Kasai T, Watanabe EK, Yamashita A. The influence of blood contamination on bond strengths between dentin and an adhesive resin cement. Oper Dent, 2000, 25: 195-201.
17. Johnson M.E., Burgess J.O., Hermes C.B., Buikema D.J. "Saliva contamination of dentin bonding agents" Operative Dentistry 1994, 19(6): 205- 210.
18. Park J., Lee K.C. "The influence of salivary contamination on shear bond strength of dentin adhesive systems" Operative Dentistry 2004, 29 (4): 437- 442.
19. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003;28:215-235.
20. Pashley D.H., Carvalho R.M. "Dentine permeability and dentine adhesion" J. of Dent. 1997, 25: 355-372.
21. Acquaviva GL, Breschi L, Di Lenarda R, Piana G, Chersoni S, Prati C. Adesione e adesivi fra ricerca e clinica: Stato dell'arte. Dentista Moderno 2004; 9: 25-57.
22. Pashley D.H., Carvalho R.M. "Dentine permeability and dentine adhesion" J. of Dent. 1997, 25: 355-372.

23. Acquaviva GL, Breschi L, Di Lenarda R, Piana G, Chersoni S, Prati C. Adesione e adesivi fra ricerca e clinica: Stato dell'arte. *Dentista Moderno* 2004; 9: 25-57.
24. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58:1364–1370.
25. Buonocore M.G. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-853.
26. Barkmeier W.W. , Shaffer S.E., Gwinnett A.J.“ Effect of 15 vs 60 seconds enamel and acid conditioning on adhesion and morphology”. *Oper. Dent.* 1986; 11: 111.
27. Cagidiaco MC, Ferrari M. Bonding to dentin. In: De Batte O, editor. IF Livorno 1995.
28. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.
29. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-235.
30. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008 Jan;24(1):90-101.

31. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-132.
32. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83:454-8
33. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa B, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000;13:25D-30D.
34. Kanka J. "Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin" *Am. J. Dent.* 1992; 5: 213-5.
35. De Goes M.F., Ferrari Pachane G.C., Garcia-Godoy F. "Resin bond strength with different methods to remove excess water from the dentin" *Am J Dent* 1997; 10: 298-301
36. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A, *Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review*, in *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, vol. 120, n° 11, Unbound Medicine, 2010, pp. 972-986, PMID 21243545. URL consultato il 31 dicembre 2013.

37. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN, *Recent advances and developments in composite dental restorative materials*, in *J Dent Res*, vol. 90, n° 4, Sage Publications, aprile 2011, pp. 402-416,
38. C. Goracci, M. Cadenaro, L. Fontanive, G. Giangrosso, J. Juloski, A. Vichi, et al., Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites, *Dent. Mater.* 30 (2014) 688–694.
39. S. Garoushi, E. Sailynoja, P.K. Vallittu, L. Lassila, Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite, *Dent. Mater.* 29 (2013) 835– 841.
40. A. Alrahlah, N. Silikas, D.C. Watts, Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites, *Dent. Mater.* 30 (2014) 149–154.
41. A. Alrahlah , N. Silikas , D.C. Watts Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites dental materials 30 (2014) 149–154.
42. Yusuf Bayraktar, Ertugrul Ercan , Mehmet Mustafa Hamidi & Hakan C"olak One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* (2016), 0, 1–9.
43. trassler, Howard E. "The Physics of Light Curing and Its Clinical Implications Compendium of Continuing Education in Dentistry". AEGIS Communications. Retrieved 4 December 2011.



44. "Curing lights for Composite Resins". *Health Mantra: Your Mantra for Health, Wealth and Prosperit*. Health mantra. Retrieved 14 November 2011.
45. Curing Lights at a Glance" (PDF). *LED Technology Here to stay 2002:1-6*. 3m ESPE. Retrieved 2 December 2011.
46. Mahn, Eduardo. "Light PolyMerization: Inside Dentistry". AEGIS Communications. Retrieved 4 December 2011.
47. Sherwood, Anand (2010). *Essentials of Operative Dentistry*. St. Louis, MO: Jaypee Brothers Medical.
48. LienhardO, inventor.Canrad Precision Industries,Inc., assignee: instrument for transmitting ultra-violet radiation to a limited area. United States Patent 3,712,984; 1973.
49. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1981;46:167–70.
50. Craig R. Chemistry composition,andpropertiesof composite resins. In: Horn H, editor. Symposium on composite resins in dentistry. Philadelphia, Saunders: The Dental Clinics of North America; 1981. p. 219–39.
51. StansburyJW.Curingdentalresinsandcompositesby photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000;12:300–8.

52. Gonser D, inventor. Dentsply Research & Development Corp., Milford, DE, assignee: Xenon light apparatus for supplying ultraviolet and visible spectra. United States Patent 4,229,658; 1980.
53. TirthaR,FanPL,DennisonJB,PowersJM.In vitro depth of cure of photo-activated composites. J Dent Res 1982;61:1184–7.
54. MainC, CummingsA,MoseleyH,StephenKW,GillespieFC. An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. J Oral Rehabil 1983;10:215–27.
55. "Curing Lights at a Glance" (PDF). *LED Technology Wealth and Prosperity!*. Health mantra. Retrieved 14 November 2011.
56. "Curing lights for Composite Resins". *Health Mantra: Your Mantra for Health, Wealth and Prosperity*. Health mantra. Retrieved 14 November 2011.
57. CookWD.Spectral distributionsof dental photopolymerization sources. J Dent Res 1982;61:1436–8.
58. Mahn, Eduardo. "Light PolyMerization: Inside Dentistry". AEGIS Communications. Retrieved 4 December 2011.
59. Mahn E. Light polymerization. Inside Dentistry. 2011; Vol 7: Iss 2. Aegis online .

60. Mills RW. Blue light emitting diodes - another method of light curing? *British Dental Journal* 1995; 178: 169.
61. Wiggins, KM; Hartung, M; Althoff, O; Wastian, C; Mitra, SB (2004). "Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit". *Journal of the American Dental Association* (1939) 135 (10): 1471–9. doi:10.14219/jada.archive.2004.0059. PMID 15551990.
62. M.R. Galvao, S.G. Caldas, V.S. Bagnato, A.N. Rastelli, M.F. Andrade Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photoactivated with different light guide tips *Eur J Dent*, 7 (2013), pp. 86–93
63. L.E. Soares, P.C. liporoni, A.A. Martin The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite *Oper Dent*, 32 (2007), pp. 160–165.
64. Silikas N, Eliades G, Watts D. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials* 2000;16(4):292–6.
65. Documentazione Scientifica Tetric EvoCeram® Bulk Fill.
66. J. M. Hollas, *Modern Spectroscopy*, 4<sup>a</sup> ed., Wiley, 2004, ISBN 0-470-84416-7.

67. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite Y.A. Abed <sup>a,\*</sup>, H.A. Sabry <sup>b,1</sup>, N.A. Alrobeigy <sup>c,2</sup> Tanta Dental Journal 12 (2015) 71e80.
68. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra. Biomaterials. 2005;26:6440-8.
69. Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. Dent Mater. 2008;24:1169–1177. [PubMed]
70. L.A. Knobloch, R.E. Kerby, N. Clelland, j LeeHardness and degree of conversion of posterior packable composites
71. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW., Jr Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite.
72. Cytotoxicity of resin monomers on human gingival fibroblasts and HaCaT keratinocytes. Moharamzadeh K1, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. Dent Mater. 2007 Jan;23(1):40-4. Epub 2006 Jan 19.

73. Cellular inflammatory responses to direct restorative composite resins. Hansasuta C1, Neiders ME, Aguirre A, Cohen RE. J Prosthet Dent. 1993 Jun;69(6):611
74. Filtek Bulk Fill Posterior Restorative profile tecnico del prodotto.
75. Scientific Documentation Tetric EvoCeram Bulk Fill, March:25 / ISO 4049,8000 Lux. / brochure Tetric EvoCeram/Tetric EvoFlow, page 3, October 2013
76. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent 1994;19:26-32.
77. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. J Dent Res 2005;84:659-62.
78. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units Vesna Miletic<sup>a</sup>, Ario Santini<sup>b</sup>, journal of dentistry 40 (2012) 106–113
79. State-of-the-art: Dental photocuring—A review *Frederick A. Rueggeberg\** dental materials 27 (2011) 39–52
80. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units Ario Santini<sup>a,\*</sup>, Vesna Miletic<sup>b</sup>, Michael D. Swift<sup>c</sup>, Mark Bradley<sup>c</sup> dental materials 29 (2013) e213–e217

81. Isil Cekic-Nagas, F. Egilmez, G. Ergun The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units Eur J Dent, 4 (2010), pp. 440–446
82. T.H. Yoon, Y.K. Lee, B.S. Lim, C.W. Kim Degree of polymerization of resin composites by different light sources J oral Rehabil, 29 (2002), pp. 1165–1173
83. Emami N, Söderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. Eur J Oral Sci 2003;111:536-42.
84. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. Garoushi S1,2, Vallittu P1,3, Shinya A4,5, Lassila L1. Odontology. 2015 Dec 11

## **RINGRAZIAMENTI**

Vorrei ringraziare innanzi tutto il mio relatore, il Prof. Antonio Barone: per tutta la sua disponibilità per la sperimentazione di questo studio, meticolosità e collaborazione degli ultimi mesi.

Inoltre ringrazio il Dott. Giacomo Derchi per l'aiuto che mi ha fornito per il poster che ho presentato al Congresso dei Docenti 2016 a Roma, per la stesura della tesi e per avermi aiutato a collaborare con il mio relatore dandomi ottimi consigli durante questi mesi di tirocinio.

Poi ci tengo particolarmente a ringraziare il presidente Prof. Mario Gabriele, la Prof.ssa Maria Rita Giuca e il Prof. Ugo Covani per averci guidato in questi anni universitari.

In fine, vorrei ringraziare il Dott. Lajos Patonay e Mr. Attila Knott per avermi concesso una splendida esperienza di tirocinio clinico durante l'Erasmus trainership in Budapest.

**GRAZIE A TUTTI !**

감사합니다!

